

Computer tomographic reconstruction with interpolation

Patent number: DE10026566
Publication date: 2001-12-13
Inventor: HAAR THOMAS VON DER (DE); FLOHR THOMAS (DE); OHNESORGE BERND (DE)
Applicant: SIEMENS AG (DE)
Classification:
- **International:** G01N23/08; A61B6/03; G06T17/00
- **European:** G06T11/00T
Application number: DE20001026566 20000530
Priority number(s): DE20001026566 20000530

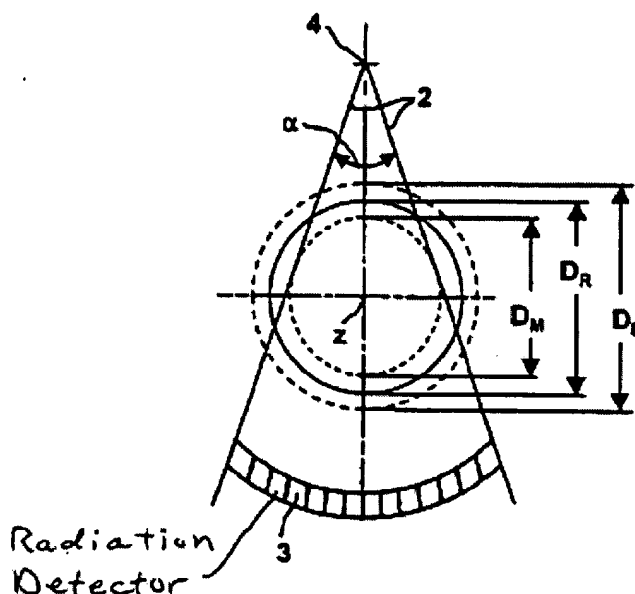
Also published as:



WO0193201 (A1)
US2002186809 (A1)

Abstract of DE10026566

The invention relates to a computer tomograph comprising a radiation source from which a bundle of rays provided with a fan angle are emitted. The bundle of rays can be displaced about a system axis inside a measuring field defined by the fan angle in order to scan an object which is to be examined. The inventive computer tomograph also comprises a detector system which is used to detect the radiation emitted by the radiation source. The detection system produces output signals corresponding to the radiation received. The signals are supplied to an electronic calculating device which reconstructs the images of the object which is to be examined on the basis of said output signals in relation to a reconstruction field which is greater than the measuring field.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 100 26 566 A 1**

⑤① Int. Cl.⁷:
G 01 N 23/08
A 61 B 6/03
G 06 T 17/00

②① Aktenzeichen: 100 26 566.9
②② Anmeldetag: 30. 5. 2000
②③ Offenlegungstag: 13. 12. 2001

DE 100 26 566 A 1

⑦① Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

⑦② Erfinder:
Flohr, Thomas, Dipl.-Phys. Dr., 91486 Uehlfeld, DE;
Ohnesorge, Bernd, Dipl.-Ing., 91054 Erlangen, DE;
Haar, Thomas von der, Dipl.-Phys. Dr., 91054
Erlangen, DE

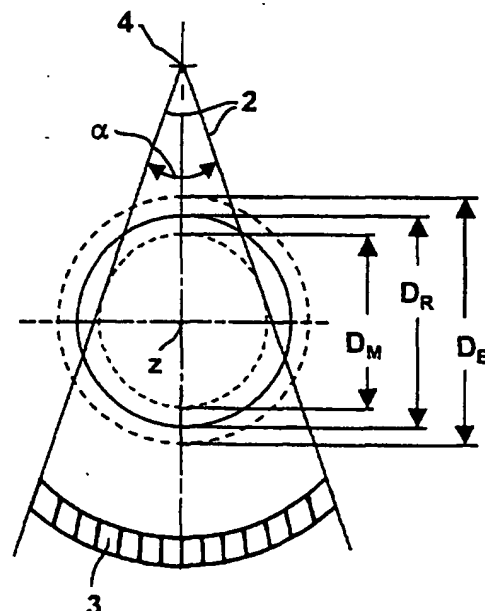
⑤⑥ Entgegenhaltungen:
DE 198 54 917 A1
GB 20 14 016 A
US 42 28 505

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Computertomograph

⑤⑦ Die Erfindung betrifft einen Computertomographen mit einer Strahlungsquelle, von der ein in einen Fächerwinkel aufweisendes Strahlenbündel ausgeht, welches zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts innerhalb eines durch den Fächerwinkel definierten Messfeldes um eine Systemachse bewegbar ist, und mit einem zur Detektion der von der Strahlungsquelle ausgehenden Strahlung vorgesehenen Detektorsystem, welches der empfangenen Strahlung entsprechende Ausgangssignale liefert, die einer elektronischen Recheneinrichtung zugeführt sind. Diese rekonstruiert auf Basis der Ausgangssignale Bilder des Untersuchungsobjekts bezüglich eines Rekonstruktionsfeldes, das größer als das Messfeld ist.



DE 100 26 566 A 1

DE 100 26 566 A 1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft einen Computertomographen mit einer Strahlungsquelle, von der ein in einen Fächerwinkel aufweisendes Strahlenbündel ausgeht, welches zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts innerhalb eines durch den Fächerwinkel definierten Messfeldes um eine Systemachse bewegbar ist, und mit einem zur Detektion der von der Strahlungsquelle ausgehenden Strahlung vorgesehenen Detektorsystem, welches der empfangenen Strahlung entsprechende Ausgangssignale liefert, wobei eine elektronische Recheneinrichtung aus den Ausgangssignalen entsprechenden Daten Bilder des Untersuchungsobjekts rekonstruiert.

[0002] Die Computertomographie ist ein bildgebendes Verfahren zur Erzeugung von Schnittbildern, das vor allem im medizinischen Bereich eingesetzt wird.

[0003] Bei einem aus der DE 198 35 296 A1 bekannten Computertomographen der eingangs genannten Art ist die Größe des kreisförmigen Rekonstruktionsfeldes, bezüglich dessen Bilder rekonstruiert werden können, durch das in den Fächerwinkel des Röntgenstrahlenbündels einbeschriebene, ebenfalls kreisförmige Messfeld begrenzt. Um das Rekonstruktionsfeld zu vergrößern, muss der Fächerstrahlwinkel und entsprechend der Detektor vergrößert werden. Daraus wird deutlich, dass eine Vergrößerung des Rekonstruktionsfeldes insbesondere zu erheblichen detektorseitigen Kosten führt.

[0004] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, einen Computertomographen der eingangs genannten Art so auszubilden, dass auf kostengünstige Weise eine Vergrößerung des Rekonstruktionsfeldes möglich ist.

[0005] Nach der Erfindung wird diese Aufgabe durch einen Computertomographen mit den Merkmalen des Patentanspruches 1 gelöst.

[0006] Im Falle des erfindungsgemäßen Computertomographen rekonstruiert also die elektronische Recheneinrichtung unter Beibehaltung des Fächerwinkels und der Detektorgeometrie auf Basis von den Ausgangssignalen des Detektorsystems entsprechenden Daten Bilder bezüglich eines Rekonstruktionsfeldes, das größer als das in den Fächerwinkel eingeschriebene Messfeld ist. Auf diese Weise ist es möglich, ein erweitertes Rekonstruktionsfeld zu realisieren und auch außerhalb des in den Fächerwinkel eingeschriebenen Kreises befindliche Bereiche eines Untersuchungsobjekts darzustellen, ohne dass eine Vergrößerung des Detektorsystems mit den damit verbundenen Mehrkosten erforderlich ist. Da der Fächerwinkel nicht vergrößert wird, bleibt zudem die dem Untersuchungsobjekt zugeführte Strahlungsdosis (Patientendosis) konstant.

[0007] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird das vergrößerte Rekonstruktionsfeld realisiert, indem die elektronische Recheneinrichtung die den außerhalb des Messfeldes gelegenen Bereich des Rekonstruktionsfeldes betreffenden Daten durch Extrapolation ausgehend von bei der Abtastung des Messfeldes aufgenommenen Daten gewinnt, sofern die zur Rekonstruktion des außerhalb des Messfeldes gelegenen Bereich des Rekonstruktionsfeldes betreffenden Daten nicht ohnehin bei der Abtastung des Messfeldes gewonnen werden. Dabei wird von dem Umstand Gebrauch gemacht, bei der Abtastung des Messfeldes auch eine teilweise Abtastung von sich außerhalb des Messfeldes befindenden Bereichen des Untersuchungsobjektes statt findet und somit nur ein Teil der zur Rekonstruktion von Bildern bezüglich des vergrößerten Rekonstruktionsfeldes erforderlichen Daten durch Extrapolation gewonnen werden muss. Da demnach die zur Rekonstruktion von Bildern bezüglich des vergrößerten Rekonstruktionsfeldes verwendeten Daten nur teilweise durch Extrapolation gewonnen werden, wird deutlich, dass nach der Erfindung trotz der teilweisen Extrapolation von Daten artefaktarme Bilder rekonstruiert werden können.

[0008] Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform der Erfindung gewinnt die elektronische Recheneinrichtung die den außerhalb des Messfeldes gelegenen Bereich des Rekonstruktionsfeldes betreffenden Daten durch Extrapolation abgeschnittener Projektionen, beispielsweise, indem die elektronische Recheneinrichtung abgeschnittene Projektionen detektiert und die den außerhalb des Messfeldes gelegenen Bereich des Rekonstruktionsfeldes betreffenden Daten für detektierte abgeschnittene Projektionen extrapoliert. Auf diese Weise ist sichergestellt, dass sich die Extrapolation von Daten auf das unbedingt notwendige Maß beschränkt. – Die Extrapolation von Daten im Falle von abgeschnittenen Projektionen ist übrigens aus der EP 0 030 143 A2 an sich bekannt.

[0009] Ebenfalls vorzugsweise weisen das Messfeld und das Rekonstruktionsfeld eine kreisförmige Kontur auf und sind konzentrisch zueinander angeordnet, was beispielsweise dadurch erreicht werden kann, dass das Strahlungs-bündel von einem Fokus der Strahlungsquelle, beispielsweise einer Röntgenstrahlenquelle, ausgeht, der auf einer Kreisbahn um die Systemachse bewegbar ist.

[0010] Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in den beigefügten schematischen Zeichnungen dargestellt. Es zeigen:

[0011] Fig. 1 in schematischer, teilweise blockschaltbildartiger Darstellung einen erfindungsgemäßen Computertomographen,

[0012] Fig. 2 ein den Unterschied zwischen einer vollständigen und einer abgeschnittenen Projektion veranschaulichendes Schaubild,

[0013] Fig. 3 in Form eines Diagramms den Messwertverlauf einer abgeschnittenen Projektion,

[0014] Fig. 4 und 5 die Geometrie eines erfindungsgemäßen Computertomographen in Bezug auf den Messwertverlauf einer erweiterten, abgeschnittenen Projektion,

[0015] Fig. 6 und 7 Diagramme, die unterschiedliche Ansätze zur Extrapolation von Messpunkten im Falle des erfindungsgemäßen Computertomographen veranschaulichen, und

[0016] Fig. 8 und 9 zwei Untersuchungsfälle, in denen der erfindungsgemäße Computertomograph besonders vorteilhaft einzusetzen ist.

[0017] Der in der Fig. 1 dargestellte Röntgen-Computertomograph weist eine Messeinheit aus einer Röntgenstrahlenquelle 1, die ein fächerförmiges Röntgenstrahlenbündel 2 mit einem Fächerwinkel α aussendet, und einem Detektor 3 auf, welcher eine oder mehrere in Richtung der Systemachse aufeinanderfolgend angeordnete Reihen von Einzeldetektoren, z. B. jeweils 512 Einzeldetektoren, zusammengesetzt ist. Der Fokus der Röntgenstrahlenquelle 1, von dem das Röntgenstrahlenbündel 2 ausgeht, ist mit 4 bezeichnet. Das Untersuchungsobjekt 5, im Falle des dargestellten Ausführungs-

DE 100 26 566 A 1

rungsbeispiels ein menschlicher Patient, liegt auf einem Lagerungstisch 6, der sich durch die Messöffnung 7 einer Gantry 8 erstreckt.

[0018] An der Gantry 8 sind die Röntgenstrahlenquelle 1 und der Detektor 3 einander gegenüberliegend angebracht. Die Gantry 8 ist um die mit z bezeichnete z- oder Systemachse des Computertomographen drehbar gelagert und wird zur Abtastung des Untersuchungsobjektes 5 in ϕ -Richtung um die z-Achse gedreht, und zwar um einen Winkel, der wenigstens gleich 180° plus Fächerwinkel α beträgt. Dabei erfasst das Röntgenstrahlenbündel 2, das von dem auf einer kreisartig gekrümmten Fokusbahn 15 bewegten Fokus 4 der mittels einer Generatoreinrichtung 9 betriebenen Röntgenstrahlenquelle 1 ausgeht, ein Messfeld 10 kreisförmigen Querschnitts.

[0019] Bei vorbestimmten Winkelpositionen der Messeinheit 1, 3, den sogenannten Projektionswinkeln, werden Projektionen aufgenommen, wobei die den zugehörigen Ausgangssignalen des Detektors 3 entsprechenden Daten von dem Detektor 3 zu einer elektronischen Recheneinrichtung 11 gelangen, welche aus den den Projektionen entsprechenden Daten die Schwächungskoeffizienten der Bildpunkte einer Bildpunktmatrix rekonstruiert und diese auf einem Sichtgerät 12 bildlich wiedergibt, auf dem somit Bilder der durchstrahlten Schichten des Untersuchungsobjektes 5 erscheinen. In Fig. 2 sind beispielhaft eine vollständige Projektion mit p_{full} und eine abgeschnittene Projektion mit p_{cut} bezeichnet.

[0020] Jede Projektion $p(l,k)$ ist einer bestimmten Winkelposition in ϕ -Richtung, also einem Projektionswinkel 1, zugeordnet, und umfasst eine der Anzahl der Detektorelemente, der sogenannten Kanalzahl N_S , entsprechende Anzahl von Messpunkten, denen jeweils der entsprechende Messwert zugeordnet ist, wobei der Kanalindex $k = 0(1)(N_S - 1)$ angibt, von welchem der Detektorelemente ein Messwert stammt.

[0021] Da der Detektor 3 auch mehrere Zeilen von Detektorelementen aufweisen kann, ist es möglich, bei Bedarf mehrere Schichten des Untersuchungsobjektes 5 gleichzeitig aufzunehmen, wobei dann pro Projektionswinkel eine der Anzahl der aktiven Zeilen von Detektorelementen entsprechende Anzahl von Projektionen aufgenommen wird.

[0022] Wenn der der Gantry 8 zugeordnete Antrieb 13 dazu geeignet ist, die Gantry kontinuierlich rotieren zu lassen, und außerdem ein weiterer Antrieb vorgesehen ist, der eine Relativverschiebung des Lagerungstisches 6 und damit den Untersuchungsobjektes 5 einerseits und der Gantry 8 mit der Messeinheit 1, 3 andererseits in z-Richtung ermöglicht, können außerdem sogenannte Spiralscans durchgeführt werden.

[0023] In Situationen, in denen, wie in Fig. 1 dargestellt, das Untersuchungsobjekt 5 solche Dimensionen aufweist, dass es das Messfeld 10 überschreitet, können im Falle herkömmlicher Computertomographen ohne besondere Maßnahmen keine artefaktfreien Bilder rekonstruiert werden, da es sich, wie aus Fig. 2 ersichtlich, zumindest bei einem Teil der Projektionen nicht um sogenannte vollständige, d. h. das Untersuchungsobjekt 5 in seiner Gesamtheit erfassende, Projektionen, sondern um sogenannte abgeschnittene Projektionen handelt, in denen eine Messfeldüberschreitung vorliegt, weil sie außerhalb des Messfeldes 10 liegende Bereiche des Untersuchungsobjektes 5 nicht erfassen. In Fig. 2 sind beispielhaft eine vollständige Projektion mit p_{full} und eine abgeschnittene Projektion mit p_{cut} bezeichnet.

[0024] Die Fig. 3 zeigt mit durchgezogener Linie den typischen Verlauf der Messwerte einer abgeschnittenen Projektion p_{cut} , wobei der Messwert M über dem Kanalindex k aufgetragen ist. Die Projektion umfasst N_S gemessene Kanäle mit den Kanalindices $k = 0, 1, 2, \dots, N_S - 1$. Der Kanalzahl N_S entspricht der in Fig. 4 eingetragene Durchmesser D_M des Messfeldes 10.

[0025] Wie schon erwähnt, verursachen abgeschnittene Projektionen bei Verwendung herkömmlicher Bildrekonstruktions-Methoden starke Bildartefakte, die die Darstellung des Untersuchungsobjektes 5 auch innerhalb des Messfeldes 10 stark beeinträchtigen. Außerdem bleiben außerhalb des Messfeldes 10 befindliche Bereiche des Untersuchungsobjektes 5 von der Rekonstruktion ausgeschlossen.

[0026] Im Falle des erfindungsgemäßen Computertomographen werden abgeschnittene Projektionen von der elektronischen Recheneinrichtung 11 in im Folgenden noch näher beschriebener Weise detektiert.

[0027] Außerdem erweitert die elektronische Recheneinrichtung 11 in der aus Fig. 3 ersichtlichen Weise zumindest die detektierten abgeschnittenen Projektionen $p(l,k)$ zu sogenannten erweiterten Projektionen $p_{\text{ext}}(l,k)$, indem sie jeweils an Anfang und Ende einer Projektion symmetrisch eine Anzahl von Kanälen N_{ext} anfügt, so dass eine erweiterte Projektion die erweiterte Kanalzahl N_E aufweist, der die Kanalindices $k = 0, 1, 2, \dots, (N_S + 2N_{\text{ext}} - 1)$. Der erweiterten Kanalzahl N_E entspricht ein erweitertes Messfeld D_E , das in Fig. 4 eingetragen ist.

[0028] Die zu den in einer erweiterten Projektion $p_{\text{ext}}(l,k)$ zusätzlich enthaltenen Kanälen gehörigen Messwerte gewinnt die elektronische Recheneinrichtung 11 in im Folgenden noch näher beschriebener Weise durch Extrapolation, falls es sich bei der jeweiligen Projektion um eine von der elektronischen Recheneinrichtung 11 detektierte abgeschnittene Projektion handelt. Dagegen setzt die elektronische Recheneinrichtung 11 die zu den in einer erweiterten Projektion zusätzlich erhaltenen Kanälen gehörigen Messwerte gleich Null, wenn es sich bei der jeweiligen Projektion um eine vollständige Projektion handelt.

[0029] Die elektronische Recheneinrichtung 11 erzeugt also zusätzlich zu den ohnehin vorhandenen Daten bezüglich des Messfeldes D_M Daten für ein in Fig. 4 eingetragenes erweitertes Messfeld des Durchmessers D_E .

[0030] Die extrapolierten Daten, eine erweiterte Projektion einschließlich der extrapolierten Daten ist in Fig. 5 dargestellt, nutzt die elektronische Recheneinrichtung 11 im Falle des erfindungsgemäßen Computertomographen zur Rekonstruktion von Bildern des Untersuchungsobjektes 5 in einem in Fig. 4 veranschaulichten Rekonstruktionsfeld des Durchmessers $D_R > D_M$, wobei dem Rekonstruktionsfeld D_R die rekonstruierte Kanalzahl N_R entspricht und $N_R \leq (N_S + 2N_{\text{ext}})$ gilt.

[0031] Im Interesse einer guten Bildqualität im Bereich des Messfeldrandes sollte jedoch, so wie dies in Fig. 5 dargestellt ist, $(N_S + 2N_{\text{ext}}) > N_R$ sein.

[0032] Im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels gilt $(N_S + 2N_{\text{ext}}) = 1,2 \cdot N_S$, d. h. $D_E = 1,2 \cdot D_M$, und $N_R = 1,1 \cdot N_S$, d. h. $D_R = 1,1 \cdot D_M$.

[0033] Durch die Extrapolation handelt es sich bei den Daten bezüglich des außerhalb des Messfeldes befindlichen Bereiches des Rekonstruktionsfeldes bzw. des erweiterten Messfeldes lediglich um Schätzwerte. Diese werden von den Daten, die mit einem realen Detektor gemessen würden, mitunter abweichen, was zu Verfälschungen in dem rekonstruierten Bild führt. Die Rekonstruktion eines Bildpunktes außerhalb des Messfeldes basiert aber, wie schon erläutert, nicht nur

DE 100 26 566 A 1

auf durch Extrapolation gewonnenen Daten. Vielmehr werden, wie an Hand von Fig. 2 erkennbar ist, auch außerhalb des Messfeldes liegende Teile des Untersuchungsobjektes 5 in einer großen Anzahl von teils vollständigen, teils abgeschnittenen Projektionen von dem Strahlenbündel erfasst und tragen somit zu den diesen Projektionen entsprechenden Daten bei. Es wird also deutlich, dass der Beitrag der durch Extrapolation gewonnenen Daten zu einem von dem Rekonstruktionsfeld rekonstruierten Bild limitiert ist, so dass die Abbildung des Untersuchungsobjektes weitgehend unverfälscht erfolgt.

[0034] Im Einzelnen geht die elektronische Recheneinrichtung bei der Erweiterung von Projektionen, der Detektion abgeschnittener Projektion und der Extrapolation wie folgt vor:

[0035] Zur Detektion von abgeschnittenen Projektionen wird ein in Fig. 3 veranschaulichtes Intervall von $N_{th,sco}$ Messpunkten an Anfang und Ende der jeweiligen Projektion untersucht. Falls der Mittelwert $M_A(l)$ bzw. $M_E(l)$ gemäß Gleichungen (1a) und (1b) der ersten bzw. letzten $N_{th,sco}$ Messpunkte über einem vordefinierten Schwellwert $S_{th,sco}$ liegt, wird vom Vorliegen einer abgeschnittenen Projektion ausgegangen:

$$M_A(l) = \frac{1}{N_{th,sco}} \cdot \sum_{k=0}^{N_{th,sco}-1} p(l, k) \quad (1a)$$

$$M_E(l) = \frac{1}{N_{th,sco}} \cdot \sum_{k=0}^{N_{th,sco}-1} p(l, N_S - 1 - k) \quad (1b)$$

[0036] Eine sinnvolle Parameterwahl für $N_{th,sco}$ ist beispielsweise $N_S/150$. Für $S_{th,sco}$ kann z. B. der Schwächungswert von ca. 5 mm H_2O benutzt werden.

[0037] Die das erweiterte Messfeld betreffenden Kanäle der an Anfang und Ende der erweiterten Projektionen erhalten zunächst den Messwert Null, so wie dies in Fig. 3 punktiert veranschaulicht ist. Es ergibt sich nach Gleichung (2) die erweiterte Projektion $p_{ext}(l, k')$ mit den Kanalindizes $k' = 0(1)(N_S + 2N_{ext} - 1)$:

$$p_{ext}(l, k') = \begin{cases} 0 & , \quad k' = 0(1)(N_{ext} - 1) \\ p(l, k' - N_{ext}) & , \quad k' = N_{ext}(1)(N_S + N_{ext} - 1) \\ 0 & , \quad k' = (N_S + N_{ext})(1)(N_S + 2N_{ext} - 1) \end{cases} \quad (2)$$

[0038] Die geeignete Wahl des Erweiterungsparameters N_{ext} wird später näher erläutert.

[0039] Im folgenden Schritt erfolgt für die in der zuvor beschriebenen Weise detektierten abgeschnittenen Projektionen die Ermittlung der "Messwerte" der den detektierten abgeschnittenen Projektionen hinzuzufügenden "Messpunkte" durch Extrapolation. Obwohl es sich dabei nicht um tatsächlich gemessenen Daten handelt, wird im folgenden dennoch von Messpunkten und Messwerten gesprochen.

[0040] Die Extrapolation der Messpunkte muss einen gleichmäßigen Übergang der entsprechenden Messwerte zu Null sicherstellen. Fig. 2 zeigt dazu die prinzipiellen Zusammenhänge für eine Extrapolation innerhalb der Intervalle an Anfang bzw. Ende einer Projektion mit N_{ext} Messpunkten.

[0041] Eine erste einfache Möglichkeit der Extrapolation besteht in einem in Fig. 6 veranschaulichten linearen Fit an die ersten bzw. letzten Messpunkte der Projektion im Intervall $k' \in [N_{ext}(1)(N_{ext} + N_{fit} - 1)]$ bzw. $k' \in [(N_{ext} + N_S - N_{fit})(1)(N_{ext} + N_S - 1)]$ realisiert werden. Die Berechnung der extrapolierten Bereiche erfolgt mit den Koeffizienten $c_{0,A}$, $c_{1,A}$ bzw. $c_{0,E}$, $c_{1,E}$ gemäß Gleichungen (3a) und (3b):

$$\tilde{p}_{ext}(l, k') = c_{0,A}(l) + c_{1,A}(l) \cdot k', \quad k' = 0(1)(N_{ext} - 1) \quad (3a)$$

$$\tilde{p}_{ext}(l, k') = c_{0,E}(l) + c_{1,E}(l) \cdot k', \quad k' = (N_S + N_{ext})(1)(N_S + 2N_{ext} - 1) \quad (3b)$$

[0042] Die Berechnung der Koeffizienten kann mittels Bestimmung der minimalen Summe der quadratischen Abweichungen erfolgen. Eine einfachere Alternative ist die Berechnung des Mittelwertes der Messpunkte im Fenster der Breite N_{fit} an den Projektionsenden. Die Mittelwerte bestimmen dann zusammen mit dem ersten bzw. letzten gültigen Messpunkt die Koeffizienten für den linearen Fit.

[0043] Analog zum beschriebenen linearen Fit kann auch ein Fit höherer Ordnung (z. B. parabolischer Fit) der N_{fit} Messpunkte $k' \in [N_{ext}(1)(N_{ext} + N_{fit} - 1)]$ am Projektionsanfang bzw. der Messpunkte $k' \in [(N_{ext} + N_S - N_{fit})(1)(N_{ext} + N_S - 1)]$ am Projektionsende durchgeführt werden. Für einen hier beispielhaft betrachteten parabolischen Fit gelten die Extrapolationsgleichungen (4a) und (4b):

$$\tilde{p}_{ext}(l, k') = c_{0,A}(l) + c_{1,A}(l) \cdot k' + c_{2,A}(l) \cdot (k')^2, \quad k' = 0(1)(N_{ext} - 1) \quad (4a)$$

$$\tilde{p}_{ext}(l, k') = c_{0,E}(l) + c_{1,E}(l) \cdot k' + c_{2,E}(l) \cdot (k')^2, \quad k' = (N_S + N_{ext})(1)(N_S + 2N_{ext} - 1) \quad (4b)$$

[0044] Die Berechnung der Koeffizienten kann wiederum mittels Bestimmung der minimalen Summe der quadratischen Abweichungen oder durch Berechnung der Mittelwerte innerhalb von jeweils zwei Fenstern mit N_{fit} Messpunkten an den Projektionsenden erfolgen. Die parabolischen Koeffiziente ergaben sich dann aus den Mittelwerten und dem ersten bzw. letzten gültigen Messpunkt der Projektion.

[0045] Eine besonders bevorzugte Art der Extrapolation ist die in Fig. 7 veranschaulichte symmetrische Extrapolation.

DE 100 26 566 A 1

[0046] Bei diesem Ansatz werden die gültigen Messpunkte an Projektionsanfang bzw. -ende durch Spiegelung am ersten bzw. letzten Messpunkt der Projektion als Fortsetzung der gemessenen Projektion in das Extrapolationsintervall kopiert. Die Gleichungen (5a) und (5b) beschreiben die Extrapolationsvorschrift dieses Ansatzes, der sich durch sehr niedrigen Rechenaufwand auszeichnet. Gleichung (5a) bezieht sich auf den Projektionsanfang, Gleichung (5b) auf das Projektionsende:

$$\tilde{p}_{\text{ext}}(l, N_{\text{ext}} - k) = 2S_A(l) - p(l, k), k = 1(1)K_{S,A} \quad (5a)$$

$$\tilde{p}_{\text{ext}}(l, 2N_S + N_{\text{ext}} - 2 - k) = 2S_E(l) - p(l, k), k = (N_S - 2)(-1)K_{S,E} \quad (5b)$$

[0047] S_A und S_E sind dabei die Werte des ersten bzw. letzten gültigen Messpunktes der betrachteten Projektion $p(k)$ mit $S_A = p(0)$, $S_E = p(N_S - 1)$. $K_{S,A}$ und $K_{S,E}$ sind die Indizes der ersten bzw. letzten Messpunkte, die mit $p(K_{S,A}) > 2S_A$ bzw. $p(K_{S,E}) > 2S_E$ die Schwellen $2S_A$ bzw. $2S_E$ überschreiten. Die "Schwellenindizes" müssen dabei auf $K_{S,A} \leq N_{\text{ext}}$ bzw. $K_{S,E} \leq N_S - 1$ beschränkt sein. Es sei nochmals darauf hingewiesen, dass Fig. 7 die durch die Gleichungen (5a) und (5b) gegebene Extrapolation mit Messpunktspiegelung veranschaulicht, wobei deutlich wird, dass Spiegelung zunächst an einer parallel zu der dem Messwert entsprechenden Achse des rechtwinkligen Koordinatensystems von Fig. 7 durch den ersten bzw. letzten gemessenen Messpunkt verlaufenden Gerade und dann an einer parallel zu der dem Kanalindex k bzw. k' entsprechenden Achse durch den ersten bzw. letzten gemessenen Messpunkt verlaufenden Gerade erfolgt.

[0048] Der Ansatz der symmetrischen Extrapolation hat gegenüber den beiden anderen beschriebenen Ansätzen den Vorteil eines stetigen Übergangs an den Projektionsenden. Außerdem wird das Rauschverhalten der Projektion im Extrapolationsintervall erhalten.

[0049] Um gleichmäßige Übergänge der extrapolierten Messpunkte hin zu Null zu gewährleisten werden die Extrapolationsintervalle außerdem gemäß Gleichungen (6a) und (6b) mit Dämpfungsfunktionen $w_A(k')$ bzw. $w_E(k')$ gewichtet. Für die Dämpfungsfunktionen gilt dabei vorzugsweise $w_A(0) = 0$, $w_A(N_{\text{ext}} - 1) = 1$, $w_E(N_S + 2N_{\text{ext}} - 1) = 0$ und $w_E(N_S + N_{\text{ext}} - 1) = 1$:

$$p_{\text{ext}}(l, k') = \tilde{p}_{\text{ext}}(l, k') \cdot w_A(k'), k' = 0(1)(N_{\text{ext}} - 1) \quad (6a)$$

$$p_{\text{ext}}(l, k') = \tilde{p}_{\text{ext}}(l, k') \cdot w_E(k'), k' = (N_S + N_{\text{ext}})(1)(N_S + 2N_{\text{ext}} - 1) \quad (6b)$$

[0050] Für $w_A(k')$ bzw. $w_E(k')$ können beispielsweise cosinusförmige Funktionen gemäß Gleichungen (7a) und (7b) verwendet werden:

$$w_A(k') = \left(\sin \frac{k' \cdot \pi}{2(N_{\text{ext}} - 1)} \right)^{\tau_{\cos}} \quad (7a)$$

$$w_E(k') = \left(\cos \frac{(k' - N_S - N_{\text{ext}}) \cdot \pi}{2(N_{\text{ext}} - 1)} \right)^{\tau_{\cos}} \quad (7b)$$

[0051] Die cosinusförmigen Dämpfungsvektoren können für vorgegebene Extrapolationsparameter vorab berechnet und abgespeichert werden. Der Parameter τ_{\cos} wird beispielsweise in einem Intervall $\tau_{\cos} \in [0.5; 3]$ gewählt.

[0052] Im Interesse einer optimierten Bildqualität für Untersuchungsobjekt mit stark veränderlichen Strukturen am Messfeldrand (z. B. Schulter, Schädel) ist eine Abschätzung des in den abgeschnittenen Projektionen vorliegenden Ausmaßes der Messfeldüberschreitung des Untersuchungsobjektes in einer betrachteten Projektion zur anschließenden Anpassung der Extrapolationsparameter für die Extrapolation dieser Projektion zweckmäßig. Dabei können z. B. die Parameter N_{ext} und τ_{\cos} oder auch die Reichweite der Dämpfungsfunktionen w_A bzw. w_E in Abhängigkeit von einem geeigneten Maß für die Messfeldüberschreitung und Objektstruktur an beiden Projektionsrändern variiert werden. Im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels wird als Maß das Verhältnis des Messwertes am Projektionsrand zum maximalen Messwert der Projektion und die Anzahl der Kanäle in den Intervallen $[0; K_{S,A}]$ und $[K_{S,E}; N_S - 1]$ herangezogen.

[0053] Bei der Bildrekonstruktion durchlaufen die die Projektionen darstellenden Folgen von Messpunkten in der elektronischen Recheneinrichtung 11 eine Kette von mehreren Verarbeitungsschritten. Der letzte Schritt in der Kette vor der unmittelbaren Berechnung des CT-Bildes, z. B. durch Rückprojektion, ist die Filterung der Projektionen mit einem Faltungskern mit Hochpasscharakter. Im Falle des Vorliegens abgeschnittener Projektionen liegt hier die Ursache der auftretenden Artefakte. Die Extrapolation kann im Falle der Erfindung in der Rekonstruktionskette zwar grundsätzlich jederzeit vor der Faltung erfolgen. Im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels findet die Extrapolation jedoch erst möglichst spät statt, d. h. unmittelbar vor der Faltung, um in den vorangegangenen Schritten die zu bearbeitende Datenmenge und damit den Rechenaufwand nicht unnötig zu erhöhen.

[0054] Zur Filterung mit dem Faltungskern müssen Projektionen der Länge N_S durch Anfügen von Messpunkten mit dem Wert Null auf die Faltungslänge $L_F \geq 2N_S - 1$ (Faltungs-Längengrenze) gebracht werden um Überfaltungsfehler ("Aliasing") zu vermeiden. Für die durch Extrapolation erweiterten Projektionen muss dann für die Faltungslänge $L_F \geq 2(N_S + 2N_{\text{ext}}) - 1$ gelten. Im allgemeinen wird die Filterung der Projektionen durch Multiplikation der diskreten Spektren im Frequenzbereich durchgeführt. Die diskreten Projektionsspektren werden mit "Fast Fourier Transformationen" (FFTs) der Länge L_{FFT} berechnet. L_{FFT} muss dabei beispielsweise bei Verwendung der sogenannten Radix2-FFT der Gleichung $L_{\text{FFT}} = 2^{\text{ceil}(\log_2(2N_S - 1))}$ genügen ($\log_2(x)$ = Logarithmus-Dualis von x , $\text{ceil}(x)$ = x aufgerundet auf die nächst größere ganze Zahl). Entspricht die Kanalzahl N_S der Projektionen keiner Zweierpotenz so kann eine Extrapolation der Projektionen im "Differenz-Intervall" erfolgen ohne eine Vergrößerung der FFT-Länge und damit des Rechenaufwandes zu

DE 100 26 566 A 1

verursachen. Die Begrenzung des Extrapolationsbereichs, beschrieben durch N_{ext} , ist durch Gleichung (8) gegeben:

$$N_{\text{ext}} = \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{L_{\text{FFT}}}{2} - N_s \right) \quad (8)$$

[0055] Überschreitet die Kanalzahl einer Projektion die Faltungs-Längengrenze, verursacht die Filterung Überfaltungsfehler im Randbereich der Projektionen. Typischerweise äußern sich solche "Aliasing"-Fehler in den rekonstruierten Bildern als Abnahme des CT-Wert-Niveaus hin zum Messfeldrand. Sollte die Kanalzahl der betrachteten Projektionen sehr nahe an einer Zweierpotenz liegen erfordert der Extrapolationsschritt möglicherweise die Verletzung der Faltungs-Längengrenze mit $2(N_s + 2N_{\text{ext}}) - 1 > L_F$. Da abgeschnittene Projektionen zu einer Zunahme des CT-Wertes im Außenbereich des Messfeldes führen, kann der gegenläufige Effekt der Überfaltung zur teilweisen Kompensation ausgenutzt werden. Bei geeigneter Wahl des Extrapolationsintervalls, repräsentiert durch N_{ext} , und moderater Überschreitung der Faltungs-Längengrenze wird eine ausgezeichnete Bildqualität am Messfeldrand erreicht. Durch abgeschnittene Projektionen hervorgerufene Artefakte werden eliminiert, Aliasing-Artefakte dagegen treten nicht in Erscheinung. Eine Erhöhung der Faltungslänge L_F und der damit verbundene gesteigerte Rechenaufwand können also vermieden werden.

[0056] Die beschriebenen Extrapolationsmethoden sind beispielhaft zu verstehen; andere Ansätze sind im Rahmen der Erfindung möglich. Allerdings werden die beschriebenen Ansätze hinsichtlich des zu treibenden Rechenaufwandes und der erzielbaren Bildqualität als besonders vorteilhaft angesehen.

[0057] Im folgenden soll an zwei Anwendungsbeispielen mit hohen Anforderungen die Funktionalität der Erfindung demonstriert werden:

[0058] Fig. 8 zeigt als Beispiel eine Untersuchung des Schulterbereichs eines menschlichen Patienten, dessen Schulterknochen 16 teilweise außerhalb des Messfelds befinden. Durch diese inhomogene Struktur am Randbereich des Messfelds ist mit gewissen Ungenauigkeiten bei der Abschätzung der Daten in den abgeschnittenen Projektionen zu rechnen. Wegen der im allgemeinen elliptischen Form des Schulterbereichs ist aber gleichzeitig zu erwarten, dass nur im Bereich der Schulterknochen Überschreitungen des Messfeldes auftreten. Damit ist, ähnlich wie in Fig. 3 dargestellt, der Anteil der durch Extrapolation gewonnenen Daten, die bei der Bildrekonstruktion zu dem außerhalb des Messfelds liegenden Bildbereich beitragen auf wenige Projektionen begrenzt. Der außerhalb des Messfelds liegende Objektteil liegt im Großteil der Projektionen innerhalb des regulären Strahlenfächers und liefert damit korrekte Beiträge zu den Messdaten. Unter Berücksichtigung dieser beiden Aspekte ist von einer weitgehend naturgetreuen Wiedergabe des Objekts außerhalb des Messfeldes auszugehen.

[0059] Fig. 9 stellt eine Untersuchung im Abdomenbereich eines Patienten dar, der das Messfeld über dessen gesamten Umfang überschreitet. Der Beitrag extrapolierter Daten zur Bildrekonstruktion ist also sehr groß. In dieser anatomischen Region liegen im Randbereich des Messfelds jedoch in der Regel keine inhomogenen Strukturen, sondern wenigstens im wesentlichen homogenes Gewebe 17 vor wodurch der Extrapolationsalgorithmus eine sehr gute Approximation der Daten liefern kann. Auch in diesem Extremfall ist daher eine unverfälschte Rekonstruktion des Objekts auch außerhalb des Messfelds zu erwarten.

[0060] Im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels erfolgt die Extrapolation unmittelbar vor der Filterung der Projektionen mit dem Faltungskern. Es ist im Rahmen der Erfindung jedoch auch möglich die Extrapolation an anderer Stelle der Verarbeitungskette vorzunehmen.

[0061] Das beschriebene Ausführungsbeispiel betrifft die medizinische Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens in der CT-Technologie. Dieses kann jedoch auch bei anderen tomographischen bildgebenden Verfahren sowie auch im nichtmedizinischen Bereich angewendet werden.

[0062] Im Falle des vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiels wird die Erfindung für Fächerstrahlgeometrie beschrieben, d. h. eine Projektion setzt sich aus einer der Kanalzahl entsprechenden Anzahl von der jeweiligen Fokusposition ausgehenden Strahlen zusammen. Die Erfindung kann jedoch auch im Falle von Parallelstrahlgeometrie Anwendung finden. In diesem Falle setzt sich eine Projektion aus einer der Kanalzahl entsprechenden Anzahl von parallelen Strahlen zusammen, deren mittlerer von der jeweiligen Fokusposition ausgeht. Projektion in Parallelstrahlgeometrie werden aus Projektion in Fächerstrahlgeometrie durch das an sich bekannte Rechenoperation, das sogenannte Rebinning, gewonnen.

[0063] Im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels wird die Relativbewegung zwischen der Messeinheit 1, 3 und dem Lagerungstisch 6 dadurch erzeugt, dass der Lagerungstisch 6 verschoben wird. Es besteht im Rahmen der Erfindung jedoch auch die Möglichkeit, den Lagerungstisch 6 ortsfest zu lassen und statt dessen die Messeinheit 1, 3 zu verschieben. Außerdem besteht im Rahmen der Erfindung die Möglichkeit, die notwendige Relativbewegung durch Verschiebung sowohl der Messeinheit 1, 3 als auch des Lagerungstisches 6 zu erzeugen.

[0064] Bei dem vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiel handelt es sich um einen Computertomographen der 3. Generation, d. h. die Röntgenstrahlenquelle und das Detektorsystem werden während der Bilderzeugung gemeinsam um die Systemachse verlagert. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit CT-Geräten der 4. Generation, bei denen nur die Röntgenstrahlenquelle um die Systemachse verlagert wird und mit einem feststehenden Detektorring zusammenwirkt, Verwendung finden, sofern es sich bei dem Detektorsystem um ein flächenhaftes Array von Detektorelementen handelt.

[0065] Auch bei CT-Geräten der 5. Generation, d. h. CT-Geräten, bei denen die Röntgenstrahlung nicht nur von einem Fokus, sondern von mehreren Foklen einer oder mehrerer um die Systemachse verlagert Röntgenstrahlenquellen ausgeht, kann das erfindungsgemäße Verfahren Verwendung finden, sofern das Detektorsystem ein flächenhaftes Array von Detektorelementen aufweist.

[0066] Der vorstehend beschriebene Computertomograph weist ein Detektorsystem mit nach Art einer orthogonalen Matrix angeordneten Detektorelementen auf. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit einem Detektorsystem Verwendung finden, das in einer anderen Weise als flächenhaftes Array oder in Form einer einzigen Zeile angeordnete Detektorelemente aufweist.

DE 100 26 566 A 1

Patentansprüche

- 1. Computertomograph mit einer Strahlungsquelle, von der ein einen Fächerwinkel aufweisendes Strahlenbündel ausgeht, welches zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts innerhalb eines durch den Fächerwinkel definierten Messfeldes um eine Systemachse bewegbar ist, und mit einem zur Detektion der von der Strahlungsquelle ausgehenden Strahlung vorgesehenen Detektorsystem, welches der empfangenen Strahlung entsprechende Ausgangssignale liefert, wobei eine elektronischen Recheneinrichtung aus den Ausgangssignalen entsprechenden Daten Bilder des Untersuchungsobjekts bezüglich eines Rekonstruktionsfeldes rekonstruiert, welches größer als das Messfeld ist. 5
- 2. Computertomograph nach Anspruch 1, bei dem die elektronische Recheneinrichtung die den außerhalb des Messfeldes gelegenen Bereich des Rekonstruktionsfeldes betreffenden Daten durch Extrapolation ausgehend von bei der Abtastung des Messfeldes aufgenommenen Daten gewinnt. 10
- 3. Computertomograph nach Anspruch 2, bei dem die elektronische Recheneinrichtung die den außerhalb des Messfeldes gelegenen Bereich des Rekonstruktionsfeldes betreffenden Daten durch Extrapolation abgeschnittener Projektionen gewinnt.
- 4. Computertomograph nach Anspruch 3, bei dem die elektronische Recheneinrichtung abgeschnittener Projektionen detektiert und die den außerhalb des Messfeldes gelegenen Bereich des Rekonstruktionsfeldes betreffenden Daten für detektierte abgeschnittene Projektionen extrapoliert. 15
- 5. Computertomograph nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem das Messfeld und das Rekonstruktionsfeld eine kreisförmige Kontur aufweisen und konzentrisch zueinander angeordnet sind.
- 6. Computertomograph nach Anspruch 5, dessen Strahlungs­bündel von einem Fokus der Strahlungsquelle ausgeht, der auf einer Kreisbahn um die Systemachse bewegbar ist. 20
- 7. Computertomograph nach einem der Ansprüche 1 bis 6, der als Strahlungsquelle eine Röntgenstrahlung aussendende Röntgenstrahlenquelle aufweist.

Hierzu 7 Seite(n) Zeichnungen

25

30

35

40

45

50

55

60

65

ZEICHNUNGEN SEITE 1

Nummer:
Int. Cl.7:
Offenlegungstag:

DE 100 26 566 A1
G 01 N 23/08
13. Dezember 2001

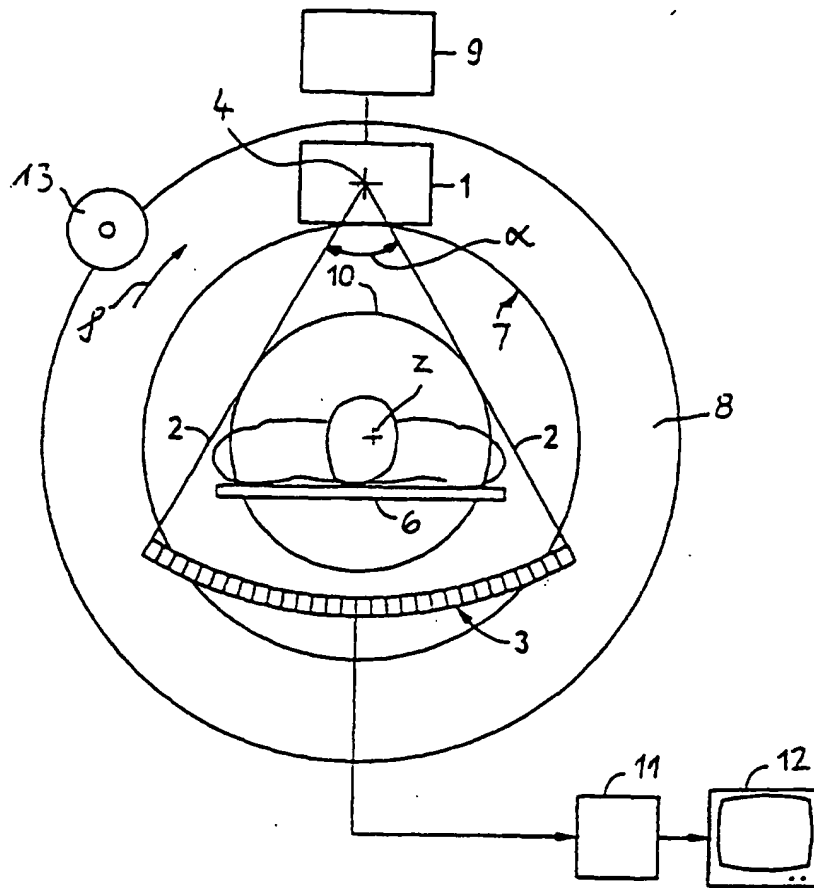


FIG 1

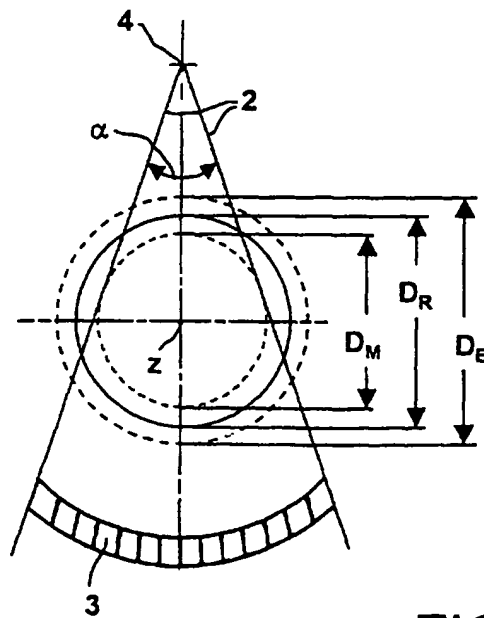
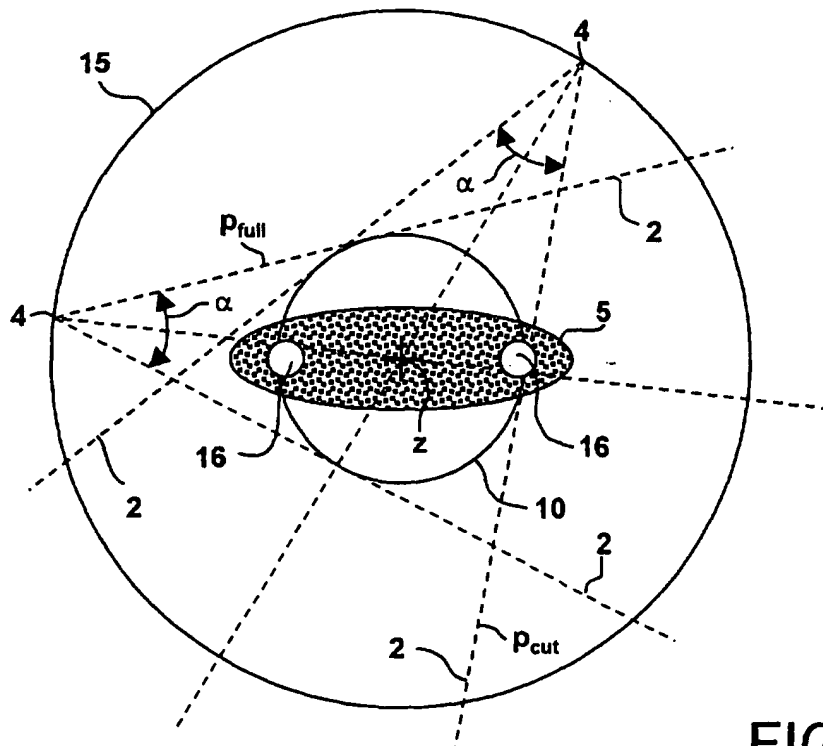
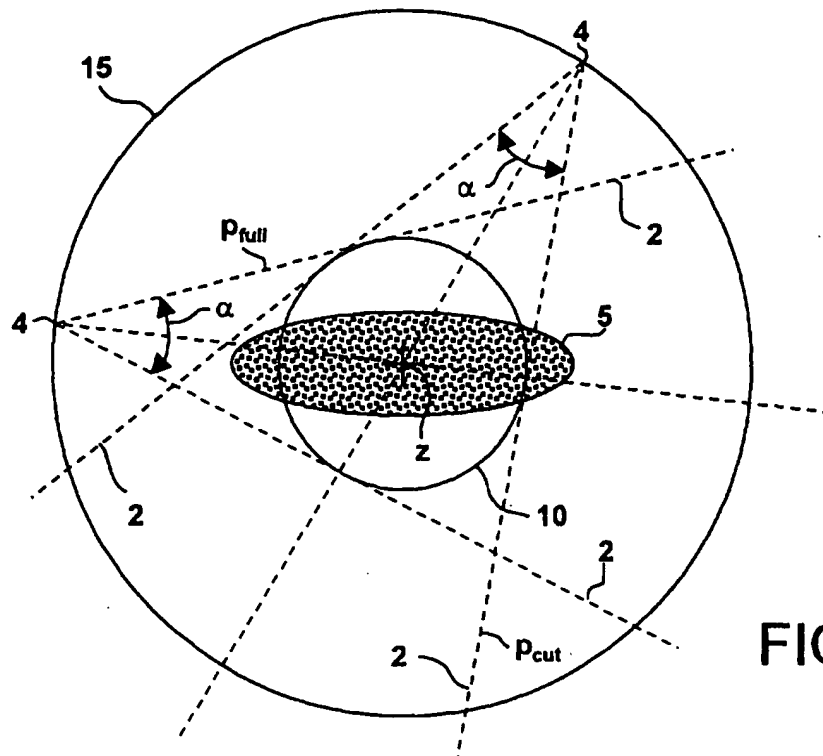


FIG 4

ZEICHNUNGEN SEITE 2

Nummer:
Int. Cl.7:
Offenlegungstag:

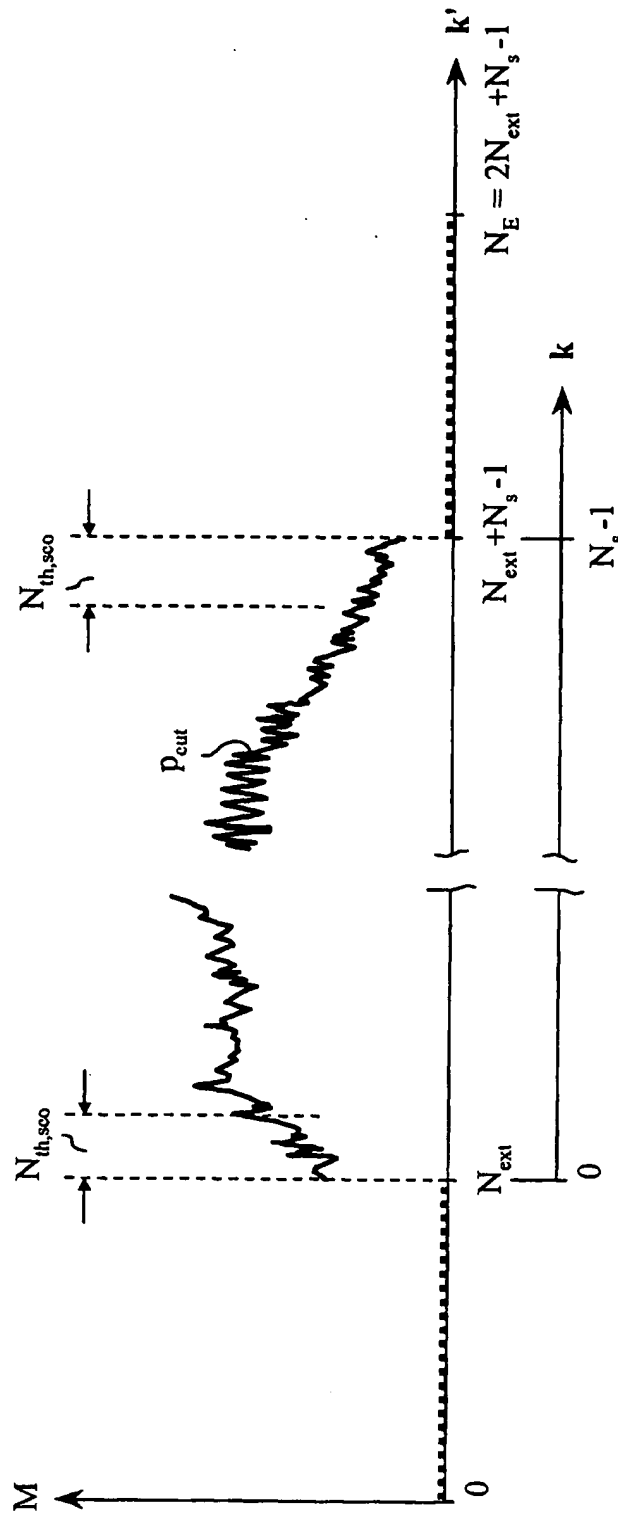
DE 100 26 566 A1
G 01 N 23/08
13. Dezember 2001



ZEICHNUNGEN SEITE 3

Nummer:
Int. Cl.7:
Offenlegungstag:

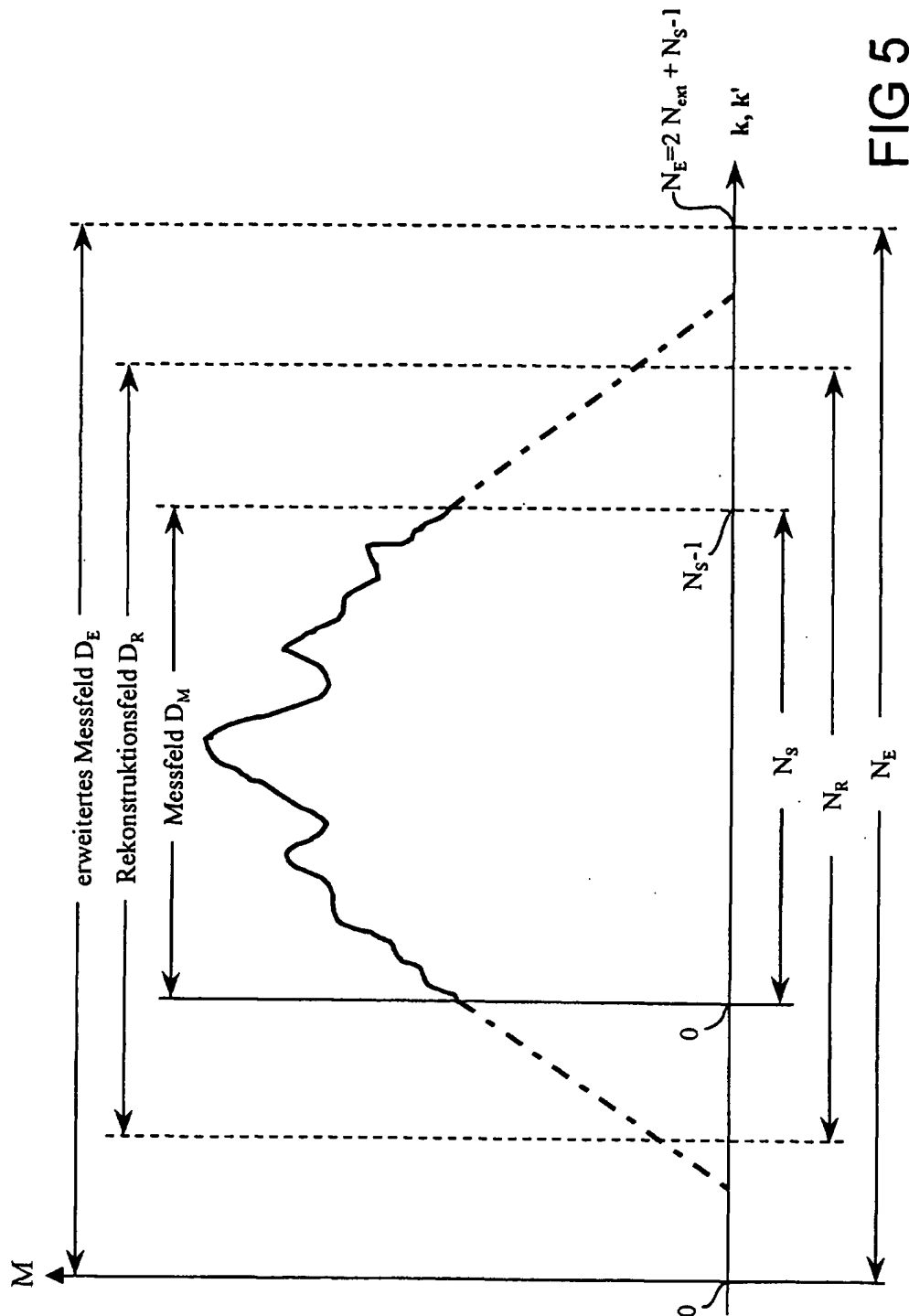
DE 100 26 566 A1
G 01 N 23/08
13. Dezember 2001



ZEICHNUNGEN SEITE 4

Nummer:
Int. Cl. 7:
Offenlegungstag:

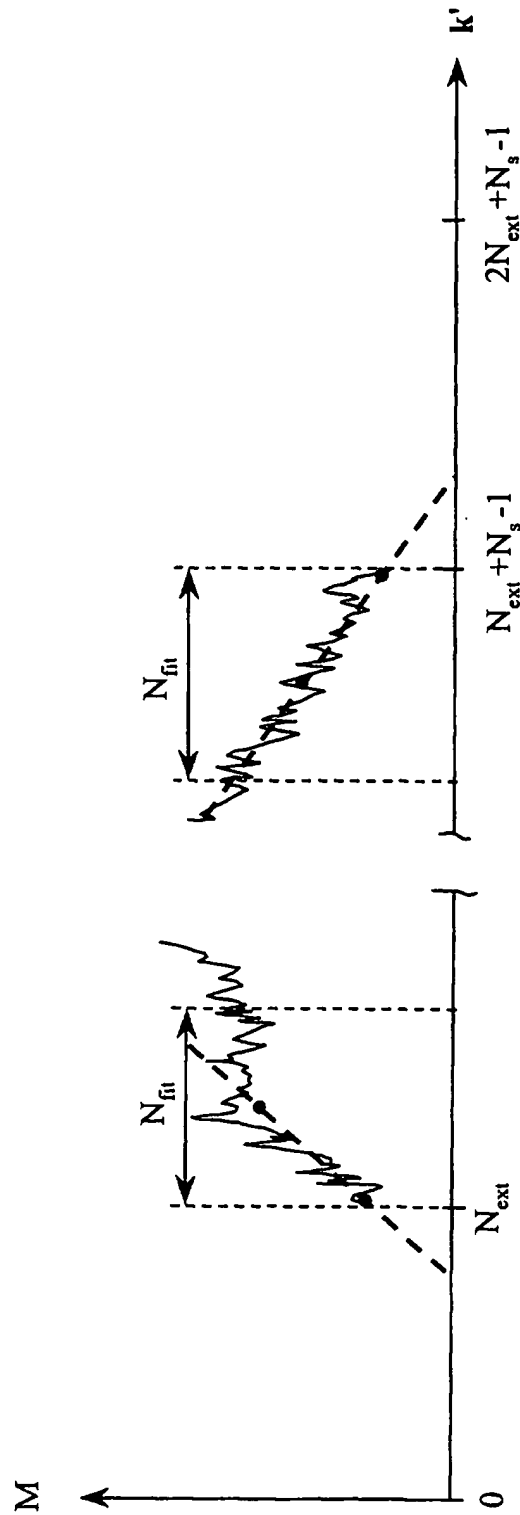
DE 100 26 566 A1
G 01 N 23/08
13. Dezember 2001



ZEICHNUNGEN SEITE 5

Nummer:
Int. Cl.7:
Offenlegungstag:

DE 100 26 566 A1
G 01 N 23/08
13. Dezember 2001



ZEICHNUNGEN SEITE 6

Nummer:
Int. Cl.7:
Offenlegungstag:

DE 100 26 566 A1
G 01 N 23/08
13. Dezember 2001

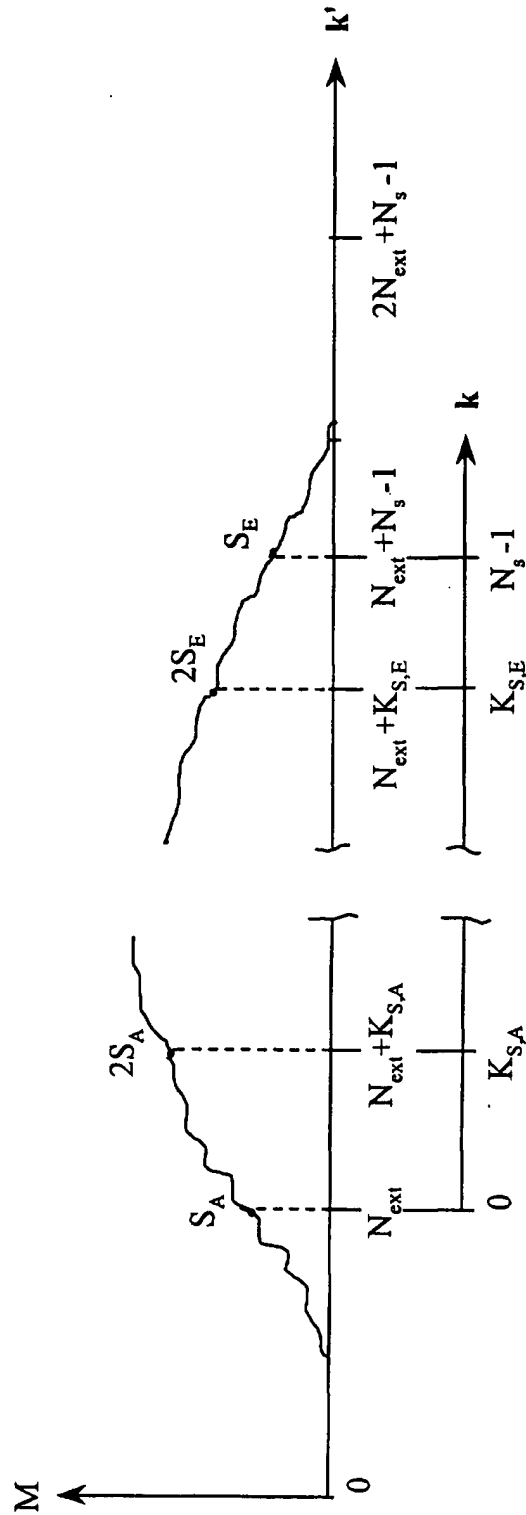


FIG 7

ZEICHNUNGEN SEITE 7

Nummer:
Int. Cl.7:
Offenlegungstag:

DE 100 26 566 A1
G 01 N 23/08
13. Dezember 2001

